

日 本 国 特 許 庁  
JAPAN PATENT OFFICE

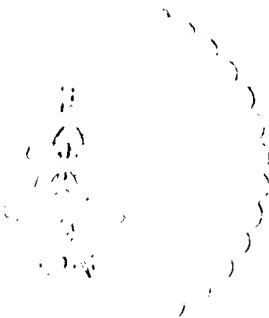
別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日            2 0 0 3 年   2 月 2 8 日  
Date of Application:

出 願 番 号            特 願 2 0 0 3 - 0 5 3 2 9 4  
Application Number:  
[ST. 10/C] :            [ J P 2 0 0 3 - 0 5 3 2 9 4 ]

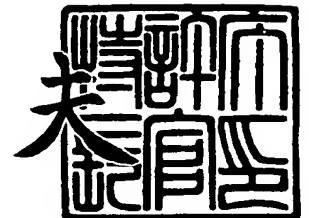
出   願   人            株式会社ニデック  
Applicant(s):



2 0 0 4 年   1 月 2 7 日

特許庁長官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

今 井 康 夫



出証番号   出証特 2 0 0 4 - 3 0 0 3 2 5 8

【書類名】 特許願

【整理番号】 P10302137

【提出日】 平成15年 2月28日

【あて先】 特許庁長官殿

【発明者】

    【住所又は居所】 愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4 株式会社ニデッ  
                                ク拾石工場内

    【氏名】 角谷 俊文

【特許出願人】

    【識別番号】 000135184

    【住所又は居所】 愛知県蒲郡市栄町 7 番 9 号

    【氏名又は名称】 株式会社ニデック

    【代表者】 小澤 秀雄

    【電話番号】 0533-67-6611

【手数料の表示】

    【予納台帳番号】 056535

    【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

    【物件名】 明細書 1

    【物件名】 図面 1

    【物件名】 要約書 1

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 眼科レーザー手術装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 眼の組織に対してアブレーションを引き起こすレーザービームを照射するレーザー照射光学系を備える眼科レーザー手術装置において、レーザービームの照射による眼組織のアブレーション時に発生する衝撃音を検知する音検知手段と、該検知された衝撃音レベルに基づいてアブレーションされる眼組織の乾燥具合をモニタするモニタ手段と、を備えることを特徴とする眼科レーザー手術装置。

【請求項 2】 請求項 1 のモニタ手段は、前記音検知手段により検知された衝撃音の音圧レベルと所定の基準の音圧レベルとを比較し、該比較結果に基づいて眼球の乾燥具合の適否を判定する判定手段を含むことを特徴とする眼科レーザー手術装置。

【請求項 3】 請求項 1 のモニタ手段は、衝撃音の音圧レベルと所定のアブレーションレートを定めたときの基準の音圧レベルとを比較する手段と、その結果を報知する手段を含むことを特徴とする眼科レーザー手術装置。

【請求項 4】 眼組織に対してアブレーションを引き起こすレーザービームの照射位置又は照射領域を変化させるレーザー照射光学系を備え、レーザー照射光学系の制御データを決定し、レーザービームの照射により眼組織を所期する形状にアブレーションする眼科レーザー手術装置において、眼組織のアブレーション時に発生する衝撃音を検知する音検知手段と、検知された衝撃音の音圧レベルに基づいて前記制御データを補正する補正手段と、を備えることを特徴とする眼科レーザー手術装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、レーザービームにより眼組織をアブレーションする眼科レーザー手術装置に関する。

【0002】

**【従来技術】**

眼組織をアブレーションする眼科レーザ手術装置としては、エキシマレーザ等のレーザビームの照射位置又は照射領域を変化させ、レーザビームの照射により角膜をアブレーションして、その曲率を変化させることにより眼球の屈折異常を矯正するレーザ手術装置が知られている（例えば、特許文献1参照）。

**【0003】****【特許文献1】**

特開平9-122167号公報

**【0004】****【発明が解決しようとする課題】**

ところで、エキシマレーザは水に吸収されるため、レーザを照射して角膜をアブレーションするときのアブレーションレートはアブレーションされる角膜側の水分量に影響される。角膜が乾燥して水分量が少なくなるとアブレーションレートは上昇し、逆に水分量が多くなるとアブレーションレートは減少する。しかし、従前は手術時の角膜の水分量をモニタすることはできなかったため、屈折矯正の誤差の要因となっていた。対応としては、手術時の手順と時間を画一化して角膜の乾燥具合を一定にする等、術者の個々の経験に依るところが大きかった。

**【0005】**

本発明は、上記問題点を鑑み、レーザビームを照射する組織の水分量によるアブレーション量の誤差の低減を図ることができる眼科レーザ手術装置を提供することを技術課題とする。

**【0006】****【課題を解決するための手段】**

上記課題を解決するために、本発明は以下のような構成を備えることを特徴とする。

**【0007】**

(1) 眼の組織に対してアブレーションを引き起こすレーザビームを照射するレーザ照射光学系を備える眼科レーザ手術装置において、レーザビームの照射による眼組織のアブレーション時に発生する衝撃音を検知する音検知手段と、該

検知された衝撃音レベルに基づいてアブレーションされる眼組織の乾燥具合をモニタするモニタ手段と、を備えることを特徴とする。

(2) (1) のモニタ手段は、前記音検知手段により検知された衝撃音の音圧レベルと所定の基準の音圧レベルとを比較し、該比較結果に基づいて眼球の乾燥具合の適否を判定する判定手段を含むことを特徴とする。

(3) (1) のモニタ手段は、衝撃音の音圧レベルと所定のアブレーションレートを定めたときの基準の音圧レベルとを比較する手段と、その結果を報知する手段を含むことを特徴とする。

(4) 眼組織に対してアブレーションを引き起こすレーザビームの照射位置又は照射領域を変化させるレーザ照射光学系を備え、レーザ照射光学系の制御データを決定し、レーザビームの照射により眼組織を所期する形状にアブレーションする眼科レーザ手術装置において、眼組織のアブレーション時に発生する衝撃音を検知する音検知手段と、検知された衝撃音の音圧レベルに基づいて前記制御データを補正する補正手段と、を備えることを特徴とする。

#### 【0008】

##### 【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施形態を図面に基づいて説明する。図1は第1実施形態のレーザ手術装置である角膜手術装置の概略構成図である。

#### 【0009】

図1におけるレーザ照射光学系1は、波長193nmのエキシマレーザ等の角膜にアブレーションを引き起こす紫外レーザ光を発するレーザ光源2、レーザ光の強度分布を整えるフィルタ3、フォーカスレンズ4、2組の走査ミラー5、6、レーザ光源2からの紫外レーザ光を反射し、可視観察光を透過するダイクロイックミラー8を備える。ダイクロイックミラー8の透過方向には観察光学系10が配置されており、ダイクロイックミラー8によりレーザ照射光学系1の光軸 $L_s$ と観察光学系10の光軸 $L_o$ とは同軸にされている。観察光学系10は対物レンズ11、双眼の顕微鏡部12を備える。対物レンズ11の光軸上には固視灯13が配置されている。

#### 【0010】

レーザ光源 2 からのレーザ光はフォーカスレンズ 4 により角膜 E c 上で 1 mm ほどのスポットにフォーカスされる。このスポットビームはミラー駆動部 5 a, 6 a により揺動される走査ミラー 5, 6 によって、それぞれ角膜 E c 上の平面上で直交する X Y 方向に走査される。

#### 【0 0 1 1】

衝撃音検知部 2 0 はマイクロホン 2 1 を備える。マイクロホン 2 1 は、患者眼の角膜 E c に関し、レーザ照射光学系 1 と観察光学系 1 0 の同軸な光軸 L s 及び L o に対して斜め方向に配置されている。マイクロホン 2 1 は、レーザ光源 2 からのレーザ光が角膜 E c に照射されたときに発せられる衝撃音をモニタする。

#### 【0 0 1 2】

制御部 3 0 には、レーザ光源 2、ミラー駆動部 5 a, 6 a 及びマイクロホン 2 1 の他、アブレーション量のデータ等を入力する入力部 3 1、モニタ 3 2、音声発生部 3 3、記憶部 3 4、スイッチ部 3 5、フットスイッチ 3 6 が接続されている。

#### 【0 0 1 3】

このような装置において、患者眼の角膜 E c を所期する形状にアブレーションするときは、入力部 3 1 によりアブレーション量のデータを入力する。アブレーション量のデータは、術前の角膜形状と所期する矯正量とを入力することにより術後の角膜形状が決定され、術前と術後の角膜形状の差により演算される。制御部 3 0 はこのアブレーション量のデータと所定状態におけるアブレーションレートとに基づいてレーザ照射光学系の制御データを決定する。スポットビームを X Y 方向に二次元的に走査するレーザ照射光学系の場合、走査ミラー 5, 6 によるスポットビームの X Y 座標位置データと各位置でのスポットビームのショット数（パルス数）として制御データが決定される。各位置のショット数は、各 X Y 座標位置での切除深度  $h(x, y)$  を所定状態のアブレーションレート  $d_0$  で割ることにより算出される。ここで、アブレーションレート  $d_0$  は予め較正されているものとする。

#### 【0 0 1 4】

患者眼には固視灯 1 3 を固視させ、レーザ照射光学系 1 を所期する状態にアラ

イメントする。スイッチ部 35 の READY スイッチを押すと、レーザ光源 2 が発振可能な状態になると共にマイクロホン 21 が駆動され、マイクロホン 21 が音をモニタできる状態になる。術者がフットスイッチ 36 を押すと、レーザ光源 2 からレーザ光が照射され、走査ミラー 5, 6 によりアブレーション領域全体を 1 スキャン分均一に切除するようにスポットビームが走査される。レーザ光が角膜に照射されると、角膜のアブレーションにより衝撃音が発生する。この衝撃音はマイクロホン 21 により検知され、制御部 30 によりサンプリングされる。この衝撃音の音圧レベルは照射される生体組織の水分量に比例するため、衝撃音の音圧レベルを検知することにより、患者眼角膜の乾燥具合をモニタすることができる。そして、アブレーションレートは水分量が多いときに減少し、水分量が少ないときに増加する。したがって、切除する角膜の音圧レベルに対するアブレーションレートの関係を事前に実験等により得ておくことにより、検知された音圧レベルから現在のアブレーションレートが所定の値  $d_0$  にあるか、さらにはどの程度変化しているかを知ることができる。

#### 【0015】

なお、READY スイッチを押してからフットスイッチ 36 が押されるまでの間に検知される衝撃音の音圧レベルを差引くことにより、ノイズの少ない衝撃音の音圧レベルを検知することができる。また、レーザ照射をしていないときの騒音の周波数に対してレーザ照射時に発生する衝撃音の周波数はある程度区別できるので、特定の周波数帯を取出して検知すれば、衝撃音の音圧レベルの検知がより正確になる。

#### 【0016】

制御部 30 はアブレーション領域の最初の 1 スキャンにおける衝撃音のサンプリングが終了すると、1 パルスにおける音圧レベルの平均値を求め、この平均値と予め記憶部 34 に記憶されている基準の音圧レベルとを比較する。基準の音圧レベルは、初めに制御データを定めた際のアブレーションレート  $d_0$  における音圧レベルである。比較の結果、図 2 の S1 に示すように、検知された衝撃音の音圧レベルが基準の音圧レベル  $D_{b0}$  の許容範囲にあれば、制御部 30 は乾燥具合が適切である判定し、その旨を音声発生部 33 により報知すると共に、初めに計

算された制御データに基づいてレーザ照射光学系を駆動制御する。

#### 【0017】

ここで、検知された音圧レベルが基準の音圧レベルの許容範囲から外れている場合は、眼の乾燥具合が適切でないと判定され、制御部30はその旨を音声発生部33により報知すると共に、レーザ照射を中断する。また、モニタ32には検知された音圧レベルが基準の音圧レベルからどの程度変化しているかが表示される。図2のS2のように、音圧レベルが基準音圧レベル $D_{b0}$ より高い場合、アブレーションレートも増大するので、現在の制御データでは過矯正になる。逆に、図2のS3のように、音圧レベルが基準音圧レベル $D_{b0}$ より低い場合にはアブレーションレートも減少するので、現在の制御データでは低矯正になる。術者がモニタ32に表示された音圧レベルの変化の割合に応じて、アブレーションレート $d_0$ を変化させた値を入力部31にて入力することにより、制御部30により制御データの補正演算が行われる。そして、再びフットスイッチ36が押されると、制御部30は補正した制御データに基づいてレーザ照射光学系を駆動制御する。これにより、角膜の水分量に応じたアブレーションが行われ、屈折矯正誤差が低減される。

#### 【0018】

なお、音圧レベルが基準より低い方に变化しているS3の場合は、現在の制御データのままアブレーションを行った後に、低矯正になった分を追加矯正する対応でも良い。また、衝撃音圧レベルが基準音圧レベル $D_{b0}$ から外れて変化している場合には、その変化の報知結果により角膜の乾燥度合いを調整した後、初めの制御データによりアブレーションする対応でも良い。

#### 【0019】

また、音圧レベルに対するアブレーションレートの変化の関係を事前に記憶部34に記憶しておくことにより、制御部30はマイクロホン21により検知された衝撃音の音圧レベルに対するアブレーションレートを算出し、これに基づいて制御データを補正するようにしても良い。この場合、制御部30により自動的に制御データが補正されるので、手術を中断することなく、角膜の乾燥具合に応じたアブレーションが行われる。また、衝撃音の検知による制御データの補正は、



レーザ照射中に逐次あるいは段階的に複数回（例えば、前半と後半の 2 回）で行うようにしても良い。

### 【0 0 2 0】

図 3 は第 2 実施形態の装置の概略構成図であり、図 1 と同符号は同じ機能を果たす構成要素を表している。図 3 におけるレーザ照射光学系 5 0 は、波長 1 9 3 nm のエキシマレーザ等の紫外レーザ光を発するレーザ光源 2、平面ミラー 5 2、矢印方向に移動可能な平面ミラー 5 3、イメージローテータ 5 4、開口径可変の円形アパーチャ 5 5、投影レンズ 5 6、ダイクロイックミラー 8 を備える。

### 【0 0 2 1】

レーザ光源 2 から出射されるエキシマレーザビームは、図 4 に示すように、ビームの水平方向の強度分布がほぼ均一な分布  $F(W)$  で、垂直方向の強度分布がガウシアン分布  $F(H)$  となっている。平面ミラー 5 3 はミラー駆動部 5 3 a により矢印方向に移動し、レーザビームをガウシアン分布  $F(H)$  の方向に並進スキャンする。イメージローテータ 5 4 は駆動部 5 4 a により回転され、円形アパーチャ 5 5 は駆動部 5 5 a によりその開口径が変えられる。投影レンズ 5 6 に対して円形アパーチャ 5 5 と角膜 E c は共役な位置関係になっており、投影レンズ 5 6 により円形アパーチャ 5 5 で限定した領域が角膜上に結像し、アブレーション領域を限定する。

### 【0 0 2 2】

このレーザ照射光学系 5 0 においては、平面ミラー 5 3 をレーザパルスに同期して移動させるが、ある位置で 1 パルス（又は数パルスでも良い）照射後に次の位置に移動させ、再び 1 パルス照射後に平面ミラー 5 3 を移動させる。この動作を所定の間隔でアパーチャ 5 5 の開口の一端から他端まで繰返し、そのパルスを重ねあわせることにより、ほぼ均一な深さのアブレーションを行うことができるようになる。そして、レーザビームが 1 面を移動し終わる（1 スキャンする）ごとに、イメージローテータ 5 4 の回転によりレーザビームの移動方向を変更する。この動作を円形アパーチャ 5 5 の開口領域の大きさを順次変えるごとに行うことにより、角膜の中央部を深く、周辺部を浅くした近視矯正が行えるようになる（この詳細は、特開平 6 - 1 1 4 0 8 3 号を参照）。

**【0023】**

入力部31により術前の角膜形状と所期する矯正量とを入力すると、このレーザ照射光学系50では、レーザパルスに同期した平面ミラー53の移動によるスキャンと円形アパーチャ55の開口径の関係として制御データが決定される。スキャン数は最大切除深度をアブレーションレート $d_0$ で割ることにより算出され、各スキャン毎の円形アパーチャ55の径がアブレーションデータに基づいて算出される。

**【0024】**

フットスイッチ36が押されると、レーザ光源2からレーザ光が照射され、アブレーション領域の1面がスキャンされる。レーザ光が角膜に照射されると、角膜のアブレーションにより発生する衝撃音がマイクロホン21により検知される。制御部30はアブレーション領域の1スキャンにおける衝撃音をサンプリングし、サンプリングした衝撃音の音圧レベルを積算する。この例では、基準の音圧レベルも1スキャンにおける積算した音圧レベルとして記憶部34に記憶されている。前述と同様に、制御部30は記憶された基準音圧レベルと検知された音圧レベルを比較し、その結果を音声発生部33及びモニタ32により報知する。その報知結果を基に、術者は角膜の水分量の調整や制御データを補正するための対応を取ることができる。あるいは、音圧レベルに対するアブレーションレートの変化の関係を事前に記憶部34に記憶しておくことにより、制御部30はレーザ照射中に制御データの補正を計算し、その補正データに基づいて円形アパーチャ55の開口径を変化させる。これにより、角膜の乾燥具合に応じたアブレーションが行われる。屈折矯正誤差を低減して精度の高い屈折矯正が可能になる。

**【0025】**

なお、第2実施形態のレーザ照射光学系50の変容例としては、図4のような矩形レーザビームを並進スキャンするのではなく、大径のレーザビームを円形アパーチャ55により制限することにより、照射領域を変化させて屈折矯正を行う構成として良い。

**【0026】**

以上は角膜をアブレーションする装置を例にとって説明したが、眼の他の組織

、例えば、強膜をアブレーションする場合にも本発明を適用できる。

### 【0 0 2 7】

#### 【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、レーザービームを照射する組織の水分量によるアブレーション量の誤差を低減し、精度の良いアブレーションが可能になる。角膜手術装置においては、屈折矯正誤差の低減を図ることができる。

#### 【図面の簡単な説明】

##### 【図 1】

第 1 実施形態の装置の概略構成図である。

##### 【図 2】

乾燥具合の適否の判定を説明する図である。

##### 【図 3】

第 2 実施形態の装置の概略構成図である。

##### 【図 4】

エキシマレーザービームの強度分布の例を説明する図である。

#### 【符号の説明】

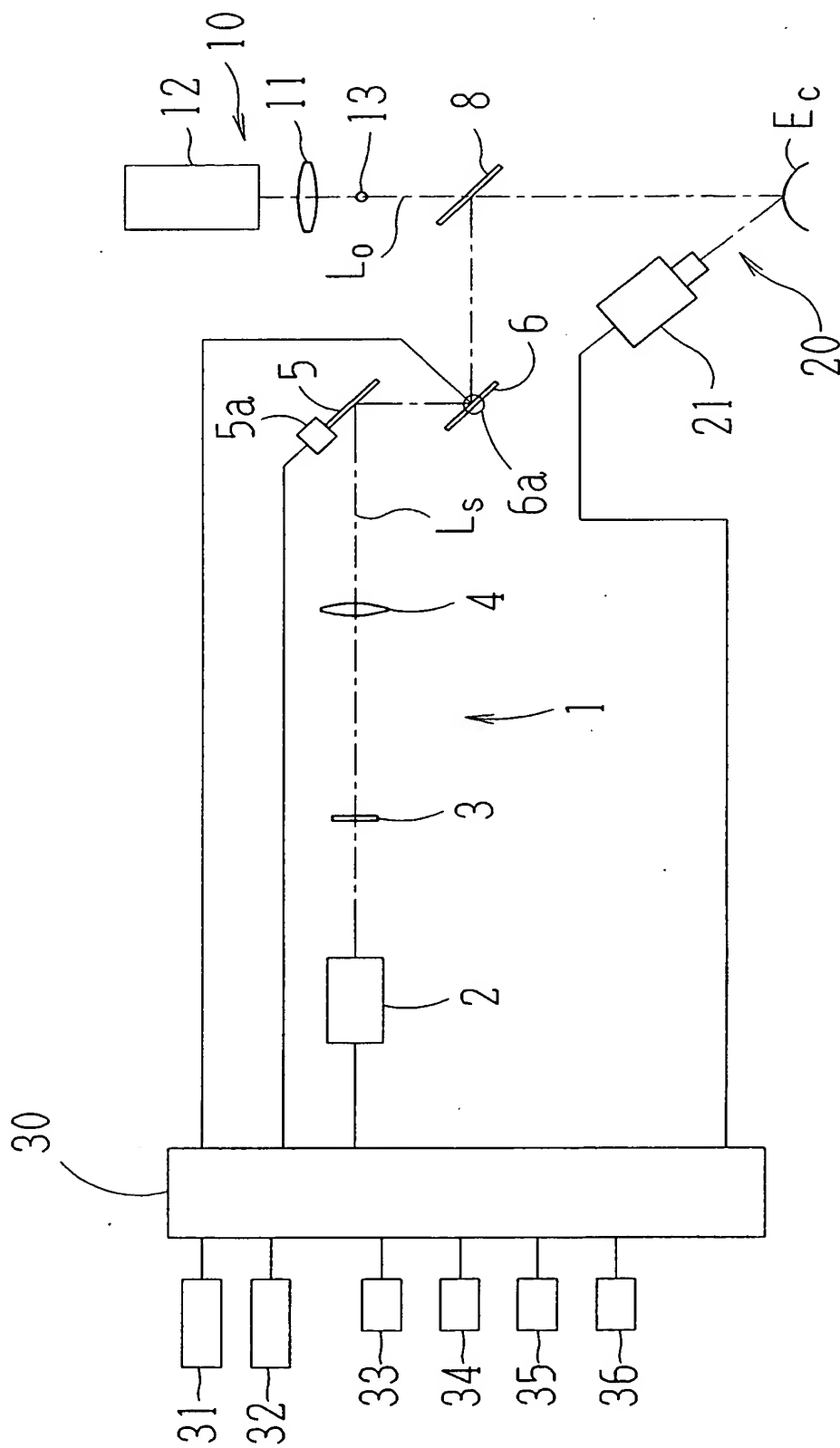
- 1 レーザ照射光学系
- 2 レーザ光源
- 5, 6 走査ミラー
- 2 1 マイクロホン
- 3 0 制御部
- 3 1 入力部
- 3 2 モニタ
- 3 4 記憶部
- 5 0 レーザ照射光学系
- 5 3 平面ミラー
- 5 5 円形アパーチャ



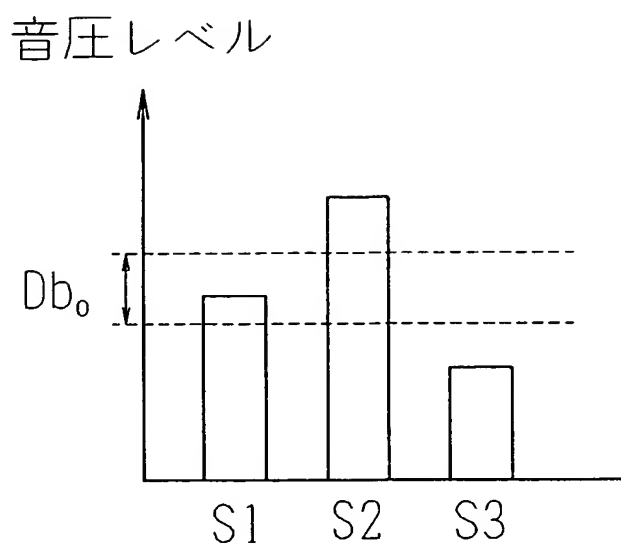
【書類名】

図面

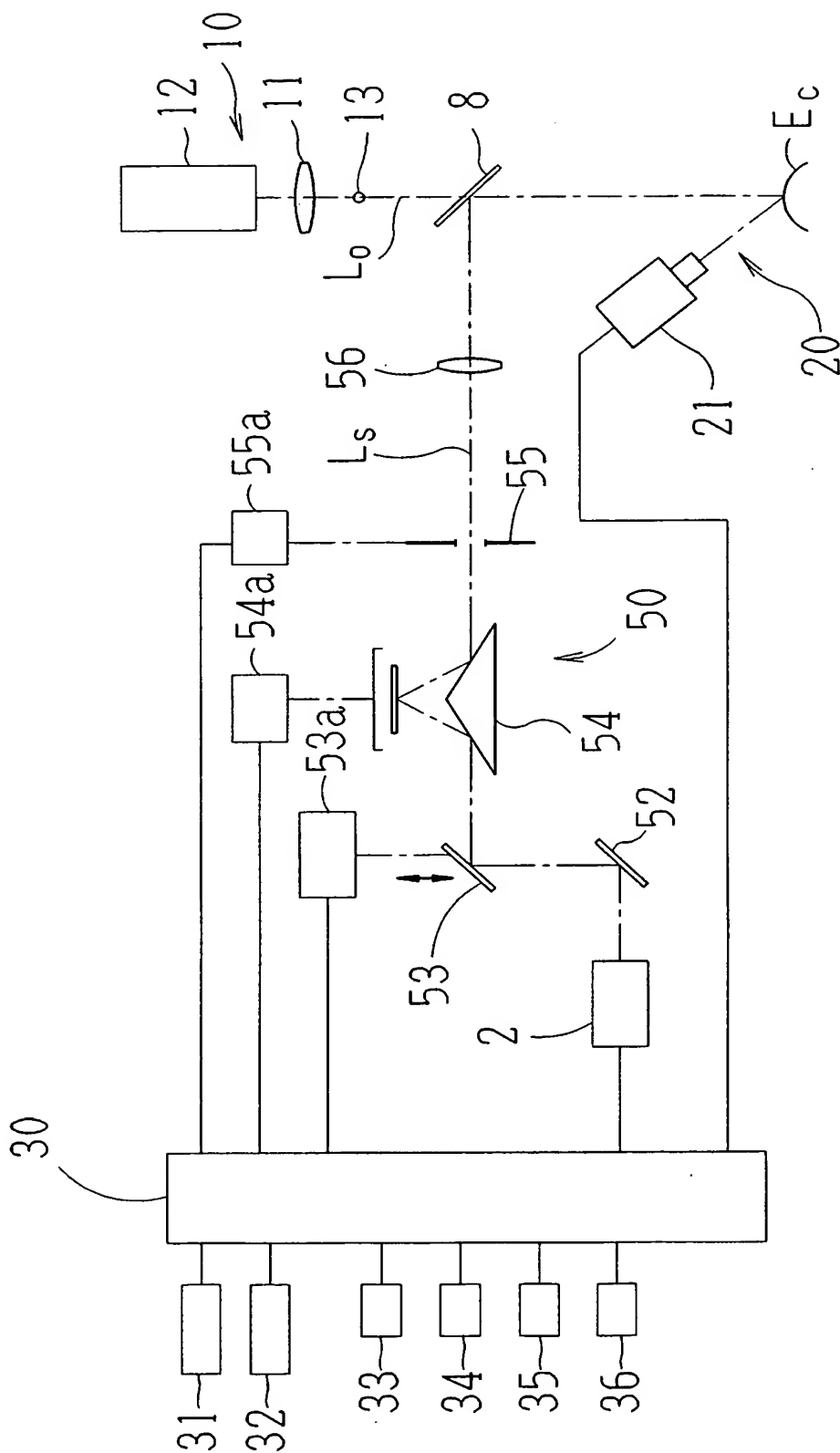
【図 1】



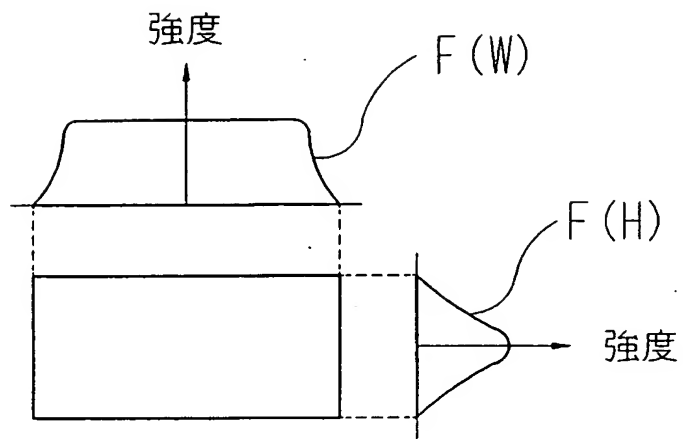
【図 2】



【図 3】



【図 4】





【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 レーザビームを照射する組織の水分量によるアブレーション量の誤差の低減を図る。

【解決手段】 眼の組織に対してアブレーションを引き起こすレーザビームを照射するレーザ照射光学系と、レーザビームの照射による眼組織のアブレーション時に発生する衝撃音を検知する音検知手段と、該検知された衝撃音レベルに基づいてアブレーションされる眼組織の乾燥具合をモニタするモニタ手段と、を備える。モニタ手段は、衝撃音の音圧レベルと所定のアブレーションレートを定めたときの基準の音圧レベルとを比較する手段と、その結果を報知する手段を含む。

【選択図】 図 1

特願 2 0 0 3 - 0 5 3 2 9 4

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[ 0 0 0 1 3 5 1 8 4 ]

1. 変更年月日

1 9 9 0 年 8 月 7 日

[変更理由]

新規登録

住 所

愛知県蒲郡市栄町 7 番 9 号

氏 名

株式会社ニデック